

ПІДВИЩЕННЯ ЕФЕКТИВНОСТІ ЛІКУВАННЯ ВІДСУТНІХ ЗУБІВ ШЛЯХОМ ДИФЕРЕНЦІЙНОГО ЗАСТОСУВАННЯ ТЕОРІЇ ПРУЖНОСТІ

*В.В. Лось¹, В.П. Неспрядько¹, І.І. Дияк²
О.Я. Григоренко³, Б.В. Галайчук⁴*

¹Національний медичний університет ім. О.О. Богомольця

²Львівський національний університет ім. І. Франко

³Інститут математики АН України

⁴Головний військовий клінічний госпіталь МО України

Резюме. У результаті проведеного дослідження, на підставі клініко-лабораторних, інструментальних та математичних досліджень вивчено і розроблено спосіб предімплантаційної діагностики при прогнозуванні реабілітації пацієнтів з використанням систем внутрішньокісткових імплантів, що дозволяє попередити та знизити кількість можливих ускладнень при плануванні на них протезування зубів.

Ключові слова: дентальна імплантація, прогнозування, предімплантаційна діагностика.

ПОВЫШЕНИЕ ЭФФЕКТИВНОСТИ ЛЕЧЕНИЯ ОТСУТСТВУЮЩИХ ЗУБОВ ПУТЕМ ДИФФЕРЕНЦИРОВАННОГО ПРИМЕНЕНИЯ ТЕОРИИ СОПРОТИВЛЕНИЯ

*В.В. Лось, В.П. Неспрядько, И.И. Дияк,
О.Я. Григоренко, Б. В. Галайчук*

Резюме

В результате проведенного исследования, на основании клинико-лабораторных, инструментальных и математических исследований изучен и разработан способ предимплантационной диагностики при прогнозировании реабилитации пациентов с использованием систем внутрикостных имплантов, что позволяет предупредить и снизить количество возможных осложнений при планировании протезирования зубов, с их использованием.

Ключевые слова: дентальная имплантация, прогнозирования, предимплантационная диагностика.

TREATMENT EFFICIENCY IMPROVEMENT OF MISSING TEETH BY THE WAY OF DIFFERENTIATED APPLICATION OF RESISTANCE THEORY

V. Los', V. Nespryadko, I. Diyak, O. Grigorenko, B. Galaychuk

Summary

As a result of conducted study based on clinical and laboratory, instrumental and mathematical researches was studied and developed a method of pre-implantation diagnosis during the prognosis of rehabilitation of patients with the use of intraosseous implant systems that can allow preventing and reduce the number of complications during the planning of dental prosthetics, with its use.

Key words: dental implantation, prognosis, pre-implantation diagnosis.

Однією з найрозповсюдженіших проблем людства є заміщення відсутніх зубів. Відомі традиційні шляхи відновлення цілісності зубних рядів у деяких випадках не задовольняють вимоги сучасних пацієнтів. У рішенні протетичних проблем останні роки суттєву роль відіграє стоматологічна імплантація. Але, як і в будь-якій клінічній роботі, тут виникають проблеми. Багато невирішених проблем ще також викликає використання дентальних імплантів. Ці проблеми пов'язані з відомими факторами; серед них найбільш вивчені методи оперативного втручання, реакції сполучної тканини на матеріали; вплив форми та розмірів імплантів, взаємозв'язок з конструктивними особливостями протезів, методика догляду та інше. Найменш дослідженим залишаються діагностика та індивідуальне планування.

Теоретичне обґрунтування сучасної дентальної реконструкції з використанням імплантів започатковано в 60-х роках у працях Branemark.

Зараз, за даними різних авторів, ефективність такої реабілітації досягає 80–90 %, коли найпоширенішими стали циліндричні імплантати.

Доступна для аналізу професійна та спеціальна література свідчить про те, що протезування хворих із застосуванням імплантів має цілий ряд своїх особливостей, які в деяких випадках значно відрізняються від відомих традиційних рішень. Взаємодію протеза та імплантату, на наш погляд, треба розглядати як досить складний механізм, що потребує ретельного вивчення для втілення в широку клінічну практику.

Актуальною завжди залишається проблема вибору методу передопераційної діагностики для планування хірургічних та ортопедичних етапів втручання при дентальній імплантації.

Відомі пошуки можливостей прогнозування результатів хірургічного етапу імплантації та перебігу стану первинного та кінцевого протезування (Заболоцький Я.В., Вовк Ю.В., Чуйко О.М.). Найменш вивчений і розвинений напрям передопераційної діагностики для планування протезування. Найчастіше використання імплантів, згідно з даними Рографії, нагадує хаотичне використання імплантів як елементів, що фіксують і стабілізують зубні протези. Часто це розглядається як єдине рішення, тому що переваги багатьох систем імплантацій детально відомі.

Але навіть позитивні результати, описані Заболоцьким Я.В., Угриним М.М., не розкривають багатьох питань, пов'язаних із функцією імплантату. Так наприклад, відомі роботи (Чуйко О.М, 2010), присвячені вивченню опірної функції імплантату, не описують усі навантаження, які сприймаються тканинами, що обмежують імплантат. Існує потреба вдосконалення конструктивних рішень планування лікування, наприклад, через шлях вивчення та аналіз фізико-механічних можливостей тканин у взаємозв'язку з формою імплантату за рахунок рішення конструкції протеза, тобто визначення та планування хірургічного та протетичного етапів.

Дентальні імплантати після їх введення в кістку щелепи самі не деформуються, а мають характеристики потенційованого розподілу показників. Аргументація параметрів впливу напружень практично не вивчена, схожість багатьох процесів також не розвинена для клінічного використання. Крім того, не вивчено їх вплив на як розвиток реабілітації пацієнтів, так і оклюзійної хвороби.

Успіх і невдачі використання протезів на імплантатах, або, навпаки, імплантатів для протезів, залежать від багатьох факторів, що обмежують широке використання такого тандему. Взаємодію імплантаційного ложа, а також його стан на різних етапах розміщення імплантатів вивчають і досі. У своїй роботі ми поставили за мету вивчення та визначення можливостей урахування впливу показників функціональних станів тканин альвеолярного паростка на роботу в ньому циліндричних імплантатів різних фірм виготовлення, що пов'язано з тим, що й дотепер не визначені критерії прогнозування та планування внутрішньокісткових імплантацій. Такі дані відсутні в діагностичній практиці, що, з нашої точки зору, може бути причиною незадовільного використання протезів та імплантатів. Таке вивчення дасть можливість сформувавши чіткий погляд на можливості того чи іншого імплантаційного втручання.

Специфічність цього метода полягає в його універсальності, але потребує глибокого та всебічного розтулювання через комплексне використання діагностичного процесу.

Завдання нашого дослідження полягало в розробці критеріїв прогнозування реабілітації хворих з використанням імплантатів на підставі отриманих результатів числових експериментів.

Наукова новизна базується на обґрунтуванні методу клініко-лабораторної оцінки передопераційних значень математичних досліджень з використанням комп'ютерного аналізу цифрових зображень напружено-деформованих станів імплантатів.

Уперше отримані кількісні показники за методом комп'ютерного аналізу, які можна використовувати в якості еталона розрахунків.

Вивчені шляхи можливостей прогнозування результатів лікування на підставі аналізу отриманих результатів.

Уперше доведено, що використане прогнозування внутрішньокісткової імплантації, а також його етапність виконання дозволяють звести до мінімуму кількість можливих ускладнень.

Вивчення ділянок концентрації напруження дають можливість розрахувати запобігання можливих перенапружень системи «протез-імплантат-кістка». Такі розрахунки можливих перенапружень можна буде використовувати з метою запобігання резорбції тканини навколо імплантатів, що у свою чергу дозволить подвоїти ефект позитивної реабілітації пацієнтів практично з усіма відомими топографічними дефектами зубних рядів.

Як модельна розглядалась циліндрична форма імплантату і при цьому застосовувалась циліндрична система координат.

Результати проведених числових експериментів підтверджують залежність напружень і деформацій в оточуючій кістковій тканині від параметрів імплантату. На рис. 1, 3 та 5 наведені ізосмуги напружень σ_{rr} , які виникають у системі "імплантат-кісткова тканина" під дією осесиметричного радіального навантаження $P = 10$ н.

На рис. 1-а наведені ізосмуги напружень при використанні імплантату типорозміру $L = 10$ мм, $D = 3,3$ мм. Спостерігається концентрація розтягуючих напружень у ділянці верхівки імплантату, максимальна величина яких становить 7,5 МПа, границя зони найбільших розтягуючих напружень у кістковій тканині віддалена від верхівки імплантату приблизно на 2 мм. Стискаючі напруження в кістковій тканині рівномірно розподілені вздовж 4/5 довжини імплантату й досягають максимального значення 30 МПа у нижній третині. Границя зони максимальних напружень приблизно знаходиться на відстані 2 мм від імплантату. На рис. 1-б наведені ізосмуги тих же напружень при використанні імплантату типорозміру $L = 15$ мм, $D = 3,3$ мм. Концентрація розтягуючих напружень спостерігається в ділянці верхівки імплантату, і їх максимальне значення становить 12 МПа, а границя зони напружень проходить на відстані 0,5 мм від верхівки імплантату. Стискаючі напруження спостерігаються тільки у пришийковій ділянці, і їх максимальна величина в межах 15 МПа. При порівнянні слід відзначити більші зони стискаючих і розтягуючих напружень при використанні коротшого за довжиною імплантату.

На рис. 3 наведені ізосмуги напружень при горизонтальному навантаженні для імплантату типорозміру довжиною $L = 15$ мм різних діаметрів – $D = 3,3$ мм і $D = 4$ мм. Як видно з рис. 3-а, зона максимальних розтягуючих напружень знаходиться біля верхівки імплантату, і максимальне їх значення становить 12 МПа. Стискаючі напруження спостерігаються тільки у пришийковій ділянці, і їх максимальна величина знаходиться в межах 15 МПа. На рис. 3-б наведені ізосмуги напружень при горизонтальному навантаженні для імплантату типорозміру довжиною $L = 15$ мм для діаметра $D = 4$ мм. Спостерігається концентрація розтягуючих напружень біля верхівки імплантату, максимальне їх значення становить 29 МПа, і у пришийковій ділянці виникають незначні розтягуючі напруження. Значно більша зона розтягуючих напружень знаходиться в нижній третині імплантату. Найбільше їх значення становить 21 МПа. При порівнянні видно, що зони розтягуючих і стискаючих напружень значно більші для імплантату типорозміру $D = 4$ мм, як і більшими є їх максимальні значення.

На рис. 6 наведені ізосмуги напружень при горизонтальному навантаженні для імплантату типорозміру довжиною $L = 10$ мм і діаметром $D = 3,3$ мм для різних типів кісткової тканини. На рис. 5-а наведені ізосмуги напружень для порозної структури кісткової тканини. Концентрація розтягуючих напружень найбільша у пришийковій ділянці (максимальне значення 5 МПа). Границя зони напружень знаходиться приблизно на відстані 2 мм від верхівки імплантату. Стискаючі напруження сконцентровані на ділянці біля верхніх 2/3 імплантату, і границя зони знаходиться на відстані 2,5 мм (максимальне значення 10 МПа). На рис. 5-б наведені ізосмуги напружень для звичайної кісткової тканини. Спостерігається концентрація розтягуючих напружень у ділянці верхівки імплантату, максимальна величина яких становить 7,5 МПа, а границя зони найбільших розтягуючих напружень у кістковій тканині віддалена від верхівки імплантату приблизно на 2 мм. Стискаючі напруження в кістковій тканині рівномірно розподілені вздовж 4/5 довжини імплантату й досягають максимального значення 30 МПа у нижній третині. Границя зони максимальних напружень приблизно знаходиться на відстані 2 мм

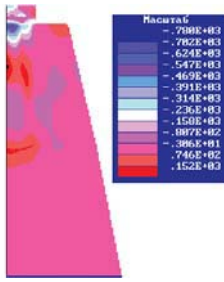


Рис. 1-а.

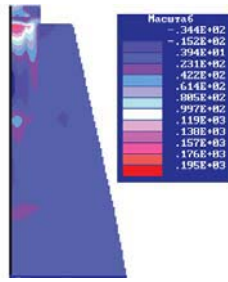


Рис. 1-б.

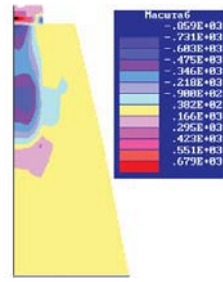


Рис. 2-а.

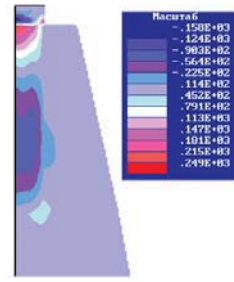


Рис. 2-б.

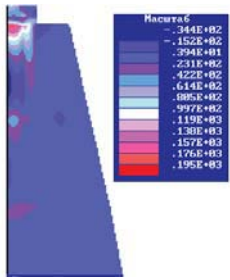


Рис. 3-а.

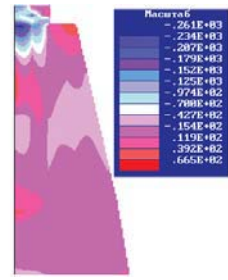


Рис. 3-б.

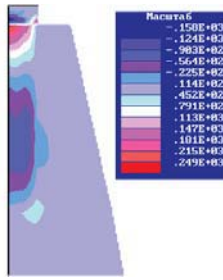


Рис. 4-а.

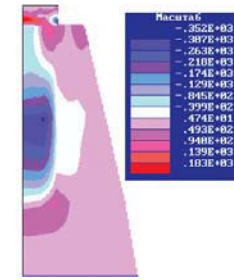


Рис. 4-б.

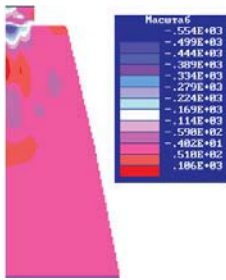


Рис. 5-а.

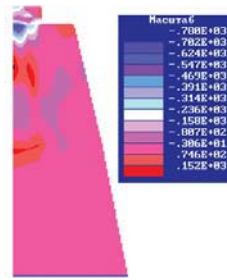


Рис. 5-б.

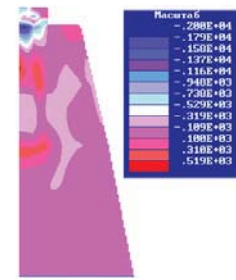


Рис. 5-в.

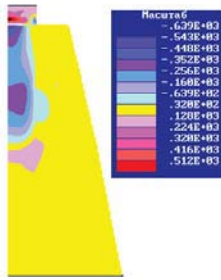


Рис. 6-а.

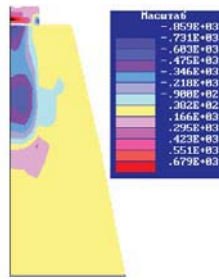


Рис. 6-б.

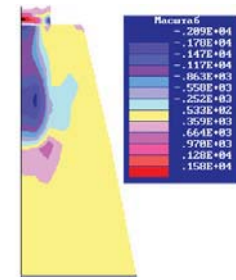


Рис. 6-в.

від імплантату. На рис. 5-в наведені ізосмуги напружень для остеої структури кісткової тканини. Концентрація розтягуючих напружень найбільша у приверхівковій ділянці (максимальне значення 30 МПа), границя зони концентрації напружень знаходиться на відстані 0,9 мм від імплантату. Стискаючі напруження в кістковій тканині у верхній половині імплантату майже у три рази менше, ніж біля нижньої (максимальне значення 30 МПа). При порівнянні відзначається збільшення зони концентрації розтягуючих і стискаючих напружень для остеої структури кісткової тканини (як і самих максимальних значень цих напружень).

На рис. 2–4 наведені ізосмуги напружень σ_{zz} , які виникають у системі «імплантат–кісткова тканина» під дією вертикального навантаження $P = 100$ н.

На рис. 2-а наведені ізосмуги напружень при використанні імплантату типорозміру $L = 10$ мм, $D = 3,3$ мм. Біля верхньої частини закруглення верхівки імплантату знаходиться зона найбільших розтягуючих напружень у кістковій тканині. Максимальне значення, якого досягають ці напруження, – 60 МПа. На відстані приблизно 2 мм від центра верхівки знаходиться зона найбільших стискаючих напружень. Їх максимальне значення досягає 70 МПа. На рис. 2-б наведені ізосмуги напружень при використанні імплантату типорозміру $L = 15$ мм, $D = 3,3$ мм. Зона найбільших розтягуючих напружень знаходиться біля верхівки імплантату, і максимальне їх значення становить 40 МПа. Стискаючі напруження виникають у нижній третині, і їх максимальне значення – 45 МПа. Слід відзначити більші зони стискаючих і розтягуючих напружень при

використанні коротшого за довжиною імплантату, при цьому значення максимальних напружень приблизно у півтора разу більше для імплантату довжиною $L = 10$ мм.

На рис. 4 наведені ізосмуги напружень при вертикальному навантаженні для імплантату типорозміру довжиною $L = 15$ мм різних діаметрів – $D = 3,3$ мм і $D = 4$ мм. Як видно з рис. 4-а, зона максимальних розтягуючих напружень знаходиться біля верхівки імплантату, і максимальне їх значення становить 40 МПа. Стискаючі напруження виникають у нижній третині, і їх максимальне значення – 45 МПа. На рис. 4-а наведені ізосмуги напружень при вертикальному навантаженні для імплантату типорозміру довжиною $L = 15$ мм для діаметра $D = 4$ мм. Спостерігається концентрація розтягуючих напружень біля верхівки імплантату, максимальне їх значення становить 49 МПа, а границя зони проходить на 3 мм нижче верхівки імплантату. Такі ж розтягуючі напруження спостерігаються у пришийковій ділянці, хоча їх зона становить 1,2 мм за довжиною імплантату та 0,5 мм за шириною кісткової тканини. Зона стискаючих напружень знаходиться в нижніх двох третинах імплантату. Найбільше їх значення становить 40 МПа, і границя зони напружень проходить на відстані приблизно 3 мм від імплантату. При порівнянні, як видно, зона розтягуючих напружень у приверхівковій ділянці значно більша для імплантату типорозміру $D = 4$ мм, хоча їх максимальне значення майже однакове. Зона стискаючих напружень при $D = 4$ мм майже в чотири рази більше, ніж для імплантату типорозміру $D = 3,3$ мм, і їх максимальне значення майже у два рази більше.

На рис. 6 наведені ізосмуги напружень при вертикальному навантаженні для імплантату типорозміру довжиною $L = 10$ мм і діаметром $D = 3,3$ мм для різних типів кісткової тканини. На рис. 6-а наведені ізосмуги напружень для порозної структури кісткової тканини. Концентрація розтягуючих напружень найбільша у приверхівковій ділянці (максимальне значення 48 МПа). Границя зони напружень знаходиться приблизно на відстані 1 мм від верхівки імплантату. Зона стискаючих напружень знаходиться в ділянці біля нижньої третини (максимальне значення 64 МПа). Границя зони стискаючих напружень проходить на відстані 1,5 мм від імплантату. На рис. 6-б наведені ізосмуги напружень для звичайної структури кісткової тканини. Біля верхньої частини заокруглення верхівки імплантату знаходиться зона найбільших розтягуючих напружень у кістковій тканині. Максимальне значення цих напружень досягає 60 МПа. На відстані приблизно 2 мм від центра верхівки знаходиться зона найбільших стискаючих напружень. Їх максимальне значення досягає 70 МПа. На рис. 6-в наведені ізосмуги напружень для остозної структури кісткової тканини. Концентрація розтягуючих напружень найбільша у приверхівковій ділянці (максимальне значення 135 МПа) і незначна у верхній третині імплантату (максимальне значення – 50 МПа). Границя зони напружень знаходиться приблизно на відстані 2,8 мм від верхівки імплантату. Зона стискаючих напружень знаходиться в ділянці біля нижньої

третини (максимальне значення – 93 МПа). Границя зони стискаючих напружень проходить на відстані 2 мм від імплантату. При порівнянні відзначається збільшення зони концентрації розтягуючих напружень у два рази у приверхівковій ділянці імплантату й майже у півтора разу у пришийковій ділянці для звичайної структури кісткової тканини, ніж для порозної структури кісткової тканини. Ця ж закономірність зберігається при порівнянні остозної зі звичайною структурою кісткової тканини.

Проведені дослідження напружень і деформацій у системі під дією нормального радіального навантаження $P = 10$ н, заданого за законом:

$$P_n = \begin{cases} P \cos \phi, & \text{якщо } |\phi| \leq \pi/2 \\ 0, & \text{якщо } |\phi| > \pi/2 \end{cases}$$

На рис. 7–16 наведені графіки результатів чисельного моделювання. Рис. 7–10 – графіки розподілу напружень (σ_{rr} , σ_{zz} , σ_{ss}) за висотою імплантату для перерізів, що відповідають різним значенням кутів: $\phi = 0$, $\phi = \pi/4$, $\phi = \pi/2$, $\phi = \pi$. Найбільші стискаючі напруження виникають у пришийковій частині імплантату при $\phi = 0$ ($\sigma_{rr} = 6,7$ МПа), а розтягуючі при $\phi = \pi$ ($\sigma_{rr} = 6,5$ МПа). У верхівковій частині імплантату для всіх кутів спостерігається зона невеликих розтягуючих напружень. Лише для кута $\phi = \pi$ на відстані 2 мм від верхівкової частини виникає зона стискаючих напружень (найбільше $\sigma_{rr} = 1$ МПа). На рис. 11 і 12 наведені графіки розподілу напружень за радіусом в оточуючій кістковій тканині на відстані 1,5 мм від верхівкової частини імплантату. Як видно, для кута $\phi = 0$ є зона розтягуючих напружень у приверхівковій частині, а для кута $\phi = \pi$ – схожа зона стискаючих напружень. На рис. 13 і 14 наведені графіки розподілу напружень за радіусом в оточуючій кістковій тканині на рівні початку закруглення верхівки імплантату. Можна спостерігати розтягуючі напруження σ_{rr} і σ_{ss} , які зменшуються при віддаленні від імплантату при куті $\phi = 0$. А для кута $\phi = \pi$ розтягуючі напруження σ_{zz} і σ_{ss} , причому значення найбільших $\sigma_{zz} = 2,5$ МПа більше, ніж для кута $\phi = 0$. На рис. 15 і 16 наведені графіки розподілу напружень у пришийковій частині імплантату. Як видно, під навантаженням виникають стискаючі напруження $\sigma_{rr} = 47$ МПа, а на протилежному боці розтягуючі – $\sigma_{rr} = 28$ МПа.

Практична цінність роботи полягає в тому, що в результаті проведеного дослідження на підставі клініко-лабораторних, інструментальних і математичних досліджень вивчено й розроблено спосіб предімплантаційної діагностики при прогнозуванні реабілітації пацієнтів з використанням систем внутрішньокісткових імплантів, що дозволяє попередити та знизити кількість можливих ускладнень при плануванні для них протезування зубів. Це дає змогу розширити можливості допомоги таким пацієнтам.

Уважаємо доцільною розробку системи планування та обстеження пацієнтів у цьому напрямі для подальшого впровадження у стоматологічних закладах України.

ЛИТЕРАТУРА

1. Григоренко Я.М., Лось В.В., Василенко А.Т. Определение напруженного состояния в системе имплантат-кость при протезировании. Докладі Національної академії наук «Математика, природознавство, технічні науки», № 3. – 2004. – С. 177–183.
2. Заблоцкий Я.В. Имплантация в несъемном протезировании. Монография. – Львов: Галдент. – 2006. – 156 с.
3. Колесникова Л.А., Арутюнова С.Д., Лебеденко И.Ю. Анатомия и биомеханика зубочелюстной системы. Практическая медицина. – Москва. – 2007. – 224 с.
4. Угляр І.М., Вовк Ю.В. Експериментальне дослідження впливу дозованого

динамічного навантаження на компоненти дентальних імплантів / Новини стоматології. – 2007. – № 2. – С. 58–62.

5. Угрин М.М. Експериментальна та клінічна оцінка застосування дентальних імплантів власної конструкції: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. – Львів. – 2007. – 20 р.
6. Чуйко А.Н., Шинчуковский И.А. Биомеханика в стоматологии. – Харьков. – 2010. – 466 с.
7. Д.Ж.А. Хоббек, Роджер М. Уотсон, Ллойд Дж.Дж. Сизи. Руководство по дентальной имплантации. – Москва: Медпрес-информ. – 2007. – 224 с.